



Uniformisation de l'éclairage en imagerie rétinienne : Application pour les images d'autofluorescence du fond d'œil

Adnan Rashid Chaudrhy, Jean-Claude Klein, Estelle Parra-Denis

► To cite this version:

Adnan Rashid Chaudrhy, Jean-Claude Klein, Estelle Parra-Denis. Uniformisation de l'éclairage en imagerie rétinienne : Application pour les images d'autofluorescence du fond d'œil. Colloques sur le Traitement du Signal et des Images, Sep 2008, Dijon, France. 4 p. hal-00834431

HAL Id: hal-00834431

<https://hal-mines-paristech.archives-ouvertes.fr/hal-00834431>

Submitted on 15 Jun 2013

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Uniformisation de l'éclairage en imagerie rétinienne : Application pour les images d'auto fluorescence du fond d'œil

ADNAN RASHID CHAUDHRY¹, JEAN-CLAUDE KLEIN¹ ET ESTELLE PARRA-DENIS¹

¹Mines Paris Tech CMM Centre de Morphologie Mathématique
35 rue Saint Honoré 77305 Fontainebleau, France

¹adnan.rashid@mines-paristech.fr, jean-claude.klein@mines-paristech.fr,
¹estelle.parra@mines-paristech.fr

Résumé - Dans cet article nous proposons une méthode originale pour corriger l'éclairage inhomogène des images de la rétine. Notre méthode utilise la convolution de l'image par un filtre gaussien de taille appropriée définie automatiquement par l'analyse de la courbe d'entropie de l'image corrigée. La luminosité moyenne de l'image originale est conservée ainsi que les structures et les lésions.

Abstract - In this paper, we propose an original method for the correction of inhomogeneous illumination in the retinal images. Our method uses the convolution of an image by Gaussian filter of an appropriate size. The size of the Gaussian filter is automatically determined by the analysis of entropy curve of the corrected image. The original brightness of the image is preserved as well as the retinal structural and lesions.

1 Introduction

En spectrophotométrie du fond d'œil, le développement des angiographes à balayage laser (cSLO) a joué un rôle important dans l'acquisition, la visualisation et l'archivage des images. Les images acquises sont une source précieuse d'informations sur la rétine in vivo et sont utilisées dans le diagnostic précoce et le suivi de la maladie. Les méthodes d'analyse automatique de l'image associent vitesse, reproductibilité et robustesse des applications de diagnostic. Elles sont couramment utilisées pour la segmentation, la reconnaissance de formes et la classification. Dans la plupart des cas, l'efficacité de ces méthodes est entravée par les imperfections inhérentes à la forme des objets traités et aux méthodes d'acquisition qui sont susceptibles d'introduire de grandes variations d'intensité non existantes dans la scène originale. Ces variations causent une illumination non homogène apparaissant comme un effet de vignettage. Par conséquent, la correction de l'éclairage est une étape préalable à toute analyse d'image quantitative.

Les images d'auto fluorescence de fond de l'œil (FAF) sont l'une des modalités disponibles sur les cSLO.

2 Originalité de la méthode

Nous proposons une méthode efficace et automatique pour la correction de l'éclairage dans les images de la rétine. L'idée principale est de réduire les effets de la basse fréquence de l'image par un filtre gaussien de taille appropriée. Une correction optimale est obtenue automatiquement par l'augmentation de la taille du filtre jusqu'à ce que la différence de l'entropie [3] mesurée sur l'image corrigée pour deux tailles successives de filtre atteigne un seuil déterminé. La méthode considère le contenu de l'image globale plutôt que des mesures

basées sur l'image des objets ou de l'arrière-plan. L'avantage de notre méthode est de conserver les vaisseaux et les petites lésions qui sont essentiels pour tous les diagnostics automatiques. La méthode propose également de conserver la moyenne de la luminosité de l'image originale.

Les grandes limitations des méthodes proposées dans la littérature sont le réglage manuel de la taille du filtre de lissage, les modifications des caractéristiques de l'image comme le contraste et la luminosité ; certaines entraînent également des modifications des petites structures. Les techniques de base proposées sont la détermination de la composante de basse fréquence avec un filtre passe-bas et la soustraction de cette composante de l'image originale [1]. De même, le filtrage morphologique (FM), les nivellements [2] ou le top-hat avec un élément structurant d'une taille plus grande que le plus grand objet de l'image, sont appliqués pour estimer la composante basse fréquence. La taille du filtre de lissage ou de l'élément structurant morphologique est l'élément essentiel qui détermine la qualité de la correction de l'éclairage. En général, un réglage manuel de la taille du filtre est nécessaire. Par exemple, dans le filtrage homomorphe proposé par Oppenheim et Stockham [3], divisant une image en haute et basse fréquences, ce choix manuel est crucial pour obtenir une correction optimale de l'éclairage.

Des méthodes basées sur des modèles ont également été conçues pour la correction de l'éclairage. Il existe deux grandes approches ; dans la première approche, les données sont échantillonnées en choisissant manuellement les pixels appartenant au fond de l'image et aux objets, puis la variation d'intensité de fond est modélisée par une régression linéaire utilisant une fonction polynômiale [1]. Dans les images rétinienne, une même approche est appliquée en proposant une fonction d'éclairage comme modèle. La fonction est

approximée par une interpolation non-uniforme par la fonction bi-cubique de l'intensité des valeurs des pixels de fond, en fonction des positions et des valeurs des pixels appartenant aux vaisseaux [4]. L'efficacité de ces méthodes, dans le cas automatique, dépend de la qualité de la segmentation des objets importants de l'image (par exemple les vaisseaux). La deuxième approche fondée sur un modèle est indépendante des objets de l'image ; elle est basée sur la minimisation d'une fonction sur l'image [1, 6]. Likar et al [6] a proposé une méthode pour les images rétinienne, où la correction de l'éclairage est obtenue par la recherche d'un éclairage optimal corrigé par la variation de paramètres additifs et multiplicatifs des composants jusqu'à ce que la valeur minimale de l'entropie soit atteinte. Foracchia et al [5] a proposé une méthode basée sur l'estimation de la variation des composants luminosité et contraste de l'éclairage. Ensuite, les variations d'éclairage sont compensées sur l'image complète. La méthode ne prend pas en compte les caractéristiques des objets traités dans l'image ce qui entraîne pour l'image corrigée un non-respect du contraste et de la luminosité originaux.

3 Méthode proposée pour la correction d'éclairage:

Selon la définition de modèle de réflexion pour la formation d'image, la relation entre la luminosité « L » et l'éclairage « E » d'un pixel « i » est

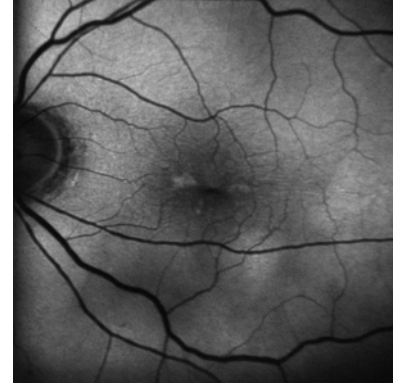
$$L_i = E_i * R_i \quad (1)$$

Où « R_i » est la réflectance du pixel « i ». En considération de ce modèle, notre méthode est basée sur l'hypothèse que la variation d'éclairage est causée par la variation de la composante multiplicative (composée des basses fréquences) lors de l'acquisition d'image. Le principe de la méthode est de convoluer un filtre gaussien avec l'image d'entrée pour minimiser les variations de l'illumination globale d'une image. Si « n » est la largeur du filtre, l'écart-type du filtre gaussien est égal à $n/2$. Le résultat de la convolution est la réduction des fréquences spatiales et de la moyenne des valeurs de l'intensité. Par conséquent, l'information haute fréquence n'existe plus à la sortie de la convolution qui donne une approximation de l'éclairage de fond de l'image (Figure 1(b)).

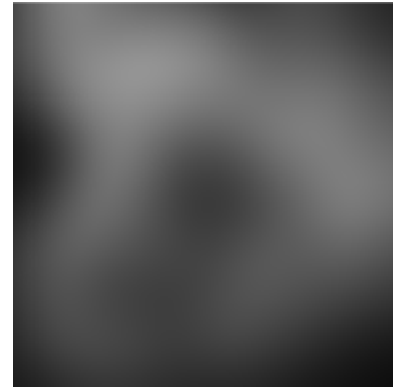
L'image avec éclairage corrigé N est obtenue en divisant l'image originale par la composante de l'éclairage de fond (Figure 1 (c)). Afin de redimensionner l'image corrigée, le facteur d'échelle est déduit de la statistique globale c'est-à-dire des mesures de rapport moyen entre l'image d'entrée et l'image corrigée. Si $G(x,y)$ est la sortie du filtre gaussien et « s » le facteur d'échelle alors la correction d'éclairage est donnée par :

$$N(x,y) = (I(x,y) / G(x,y)) \times s \quad (2)$$

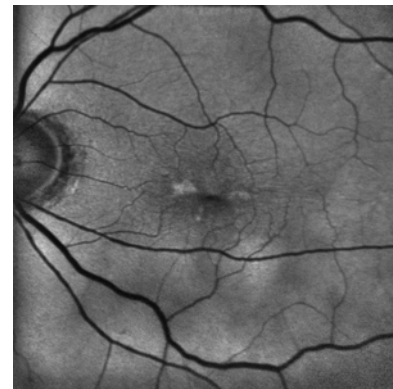
L'image corrigée montre beaucoup moins de variations que l'image originale (Figure 1(c)). Pour un filtre donné, les objets de taille supérieure à celle du filtre sont perdus ; seuls subsistent les petits détails et les contours. Lors de l'augmentation progressive de la taille du filtre $G(x,y)$, le fond de l'image corrigée devient de plus en plus uniforme.



a



b



c

Figure 1 : Illustration de la méthode de correction d'éclairage. (a) image originale, (b) Résultat de la convolution avec un filtre gaussien de taille appropriée et (c) Image avec éclairage corrigé

Une approche normale est de régler manuellement la taille du filtre jusqu'à ce que la meilleure correction d'éclairage soit atteinte. Par conséquent, le choix de la taille du filtre est indispensable pour une meilleure correction d'éclairage.

Le comportement de la correction d'éclairage en fonction des différentes tailles de filtres peut être également expliqué par une courbe de l'entropie (Figure

2). Le comportement global des autres caractéristiques statistiques de l'image, comme l'écart-type, a également été étudié en fonction de la taille du filtre gaussien. L'écart-type est une mesure directe de la variation d'intensité de l'image et ne présente pas de relation avec les objets de l'image. Contrairement à cela, quand la taille du filtre gaussien est augmentée progressivement, à partir d'une petite valeur, la courbe de l'entropie montre une progression géométrique, et quand la taille du filtre gaussien augmente plus que les plus grands objets de l'image (par exemple, le disque optique d'un diamètre d'environ 120 pixels dans une image rétinienne de 768×768 pixels de résolution), la fonction gaussienne ne représente plus que l'éclairage de fond ; par conséquent, il y a une diminution progressive de la pente de la courbe de l'entropie.

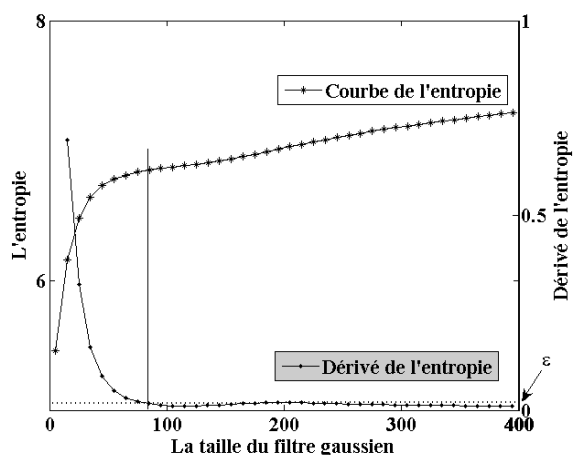


Figure 2 : Courbe d'entropie montrant une diminution de la pente quand la taille du filtre gaussien est supérieure au plus grand objet de l'image

Sur la base de la courbe de l'entropie, l'image est convoluée avec différentes tailles du filtre gaussien, jusqu'à ce que la pente de la courbe diminue en dessous d'un seuil déterminé. Une meilleure correction de l'éclairage est finalement obtenue par analyse de l'entropie qui pourrait être considérée comme une fonction de la plus grande taille de l'image objet.

4 Résultats

Nous présentons les résultats obtenus par la méthode proposée pour la correction de l'éclairage des images rétiniennes FAF. La base de données de test est composée de 100 images. L'éclairage des images a été corrigé par la méthode proposée qui est basée sur le critère d'entropie et le choix d'une valeur seuil de 0,03 pour obtenir une correction optimum. Les images résultats montrent un fond uniforme, tout en préservant des structures de taille importante. Les histogrammes des images corrigées montrent une fréquence maximum des pixels dans le milieu de l'échelle de gris qui correspond à l'arrière-plan. La Figure 3 montre clairement que la méthode proposée préserve la

luminosité globale de l'image originale ainsi que le contraste.

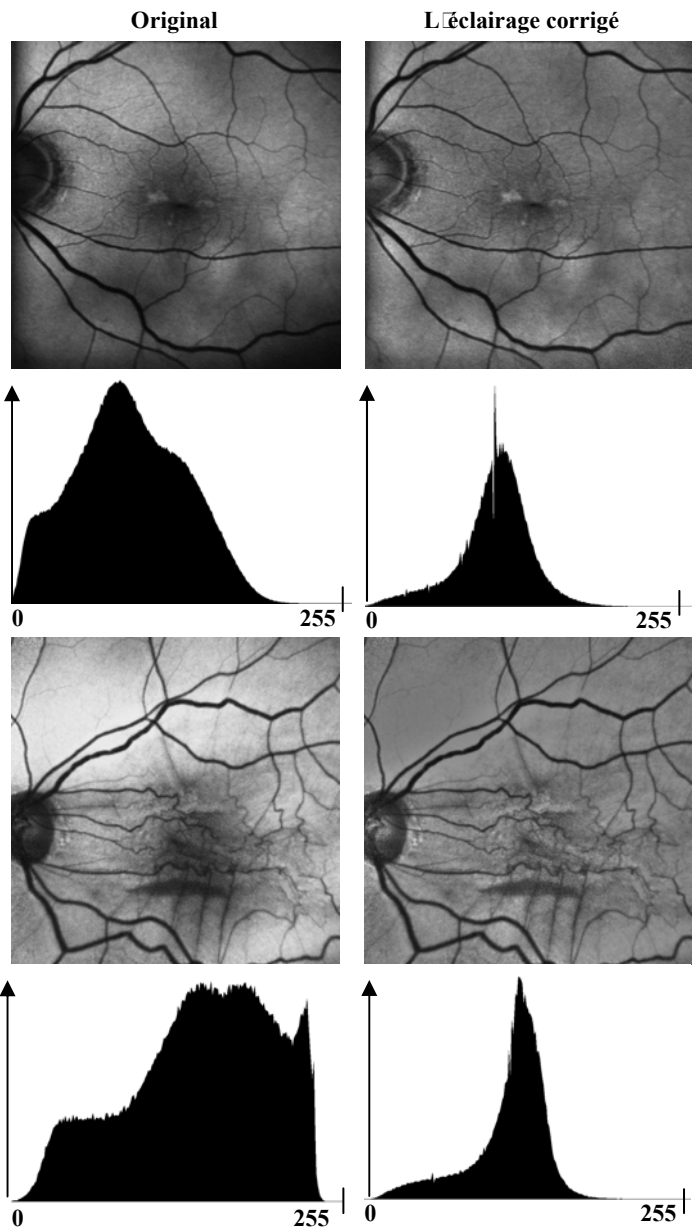


Figure 3 : Exemple de la correction d'éclairage sur des images FAF. La qualité de la correction est illustrée par les histogrammes

5 Conclusion

Une approche efficace pour la correction d'éclairage des images de la rétine est proposée par une convolution de l'image originale avec un filtre gaussien de taille appropriée. La composante basse fréquence responsable des variations d'éclairage est réduite de façon significative. La luminosité moyenne de l'image originale est conservée ainsi que les structures et les lésions. La technique s'est révélée efficace pour des images rétiniennes et peut être étendue à d'autres applications médicales qui sont concernées par des variations d'éclairage. L'amélioration d'éclairage facilite de manière importante la segmentation des images.

6 Remerciements

La région Île de France pour le financement de ce travail dans le cadre de la Thématique : Neurosciences et maladies Neuro-dégénératives.

La Clinique des XV-XX pour la mise à disposition de la base de données d'images

7 Références

[1] J. C. Russ, *The image processing handbook*. First ed. 1992, Boca Raton, FL, USA: CRC Press, Inc. 445.
[2] J. Serra, *Image analysis and mathematical morphology*. Vol. 2. 1998, New York, NY: Academic Press.

[3] R. C. Gonzales and R. E. Woods, *Digital image processing*. Second ed. 2002, Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall.

[4] Yiming Wang, Weining Tan, and Samuel C. Lee, *Illumination normalization of retinal images using sampling and interpolation*, S. Milan and M.H. Kenneth, Editors. 2001, SPIE. p. 500-507.

[5] M. Foracchia, E. Grisan, and A. Ruggeri, *Luminosity and contrast normalization in retinal images*. Medical Image Analysis, 2005. 9(3): p. 179-190.

[6] B. Likar, et al., *Retrospective shading correction based on entropy minimization*. Journal of Microscopy, March 2000. 197(3): p. 285-295.